

⑯ 日本国特許庁 (JP) ⑮ 特許出願公開
⑰ 公開特許公報 (A) 昭57—25835

⑯ Int. Cl.³
A 61 B 5/02

識別記号
104

府内整理番号
6530-4C

⑯ 公開 昭和57年(1982)2月10日

発明の数 1
審査請求 未請求

(全4頁)

④ 生体組織内の血流測定装置

② 特 願 昭55—100882
② 出 願 昭55(1980)7月23日
② 発明者 大谷和久

八王子市明神町1の16の4

⑦ 出願人 オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番
2号
⑧ 代理人 弁理士 鈴江武彦 外2名

明細書

1. 発明の名称

生体組織内の血流測定装置

2. 特許請求の範囲

パルス光を発振する光源装置部と、この光源装置部で発振するパルス光を検出先端部に導びく導光系と、上記検出先端部に設けられた上記導光系によつて導びかれたパルス光を被検部位に出射する光出射端と、上記検出先端部に設けられた被検部位の血流中から光音響効果によつて生じる圧力波あるいは音波のドップラー効果を受けたものをそれぞれ検出する複数の受信素子と、この各受信素子で受けたそれぞれの検出信号を利用して血流の流速を演算するための信号処理装置部とからなる生体組織内の血流測定装置。

3. 発明の詳細な説明

本発明は生体組織内の血液の流速を測定する生体組織内の血流測定装置に関する。

従来、生体組織内の血流を測定する方式には、
① 交差型熱電対を使用する方法、② 電磁カーテー

テル法、③ 干渉性放射線のドップラー効果を利用する方法、④ 水素クリアランス法などの方法が知られている。これらの方に共通する欠点としては、測定に際して何らかの形で危険を伴うことである。すなわち、①と②の方法は血流中にセンサー部分を留置しなければならないので、その血管内にセンサーを挿入し、または穿刺させる必要があり、出血等の危険があり、しかも被検者の苦痛は避けられない。また、④の方法はたとえ微量であつても放射線を用いる以上、生体組織に与える悪影響を考えれば望ましいものではない。④の方法は被検者に水素を吸引させて毛細血管から出てくる水素の量を測定するものであるが、その水素が爆発をしないように厳重な火気の管理を必要とする。

本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは光音響効果とドップラー効果を利用して生体組織内の血流を安全に測定することができる生体組織内の血流測定装置を提供することにある。

まず、本発明の利用する光音響効果について説明しておく。一般に、物質（生体）に光を照射すると、反射、散乱および透過する光以外の光エネルギーは何らかの形態でその物質に透過吸収される。一旦吸収された光エネルギーの一部は発光、螢光およびりん光などの光エネルギーとして放出されるが、それ以外の光エネルギーは物質内の分子の並進、回転あるいは振動となり、また固体では格子振動などに転化され、最終的には局所的な熱エネルギーとなつて散逸する。この場合、局所熱エネルギーは物質中で局所的な熱膨張を引き起して圧力波あるいは音波となつて伝搬する。これが光音響効果である。

以下本発明の一実施例を図面にもとづいて説明する。

第1図中1は血流測定装置のプローブ本体であり、このプローブ本体1の先端には検出先端部2が設けられている。検出先端部2の先端面3にはその中央に位置して光出射端4が形成されている。この光出射端4には、プローブ本体1

および検出先端部2内に挿入配置された、たとえば光学纖維束からなる導光系5の先端が光学的に接続されていて、後述する光源装置部6からの強力なパルス光をその導光系5によつて導びき、光出射端4から出射するようになつてゐる。さらに、検出先端部2の先端面3には、上記光出射端4の周間に複数、たとえば6個の受信素子7…が配置されている。また、各受信素子7…は光出射端4からそれぞれ等距離に配置され、かつ、互いにも等間隔で配置されている。さらに、各受信素子7…は光音響効果によつて発生する圧力波あるいは音波を検出し、これを電気信号に変換できる、たとえばマイクロホン、ピエツ圧電素子あるいは圧力トランスジユーサなどによつて構成されている。

また、上記検出先端部2には光出射端4および受信素子7…を含む先端面3全体を構う状態で柔軟で透光性のある袋8が密に被覆されている。そして、密閉された袋8の内部にはたとえば水などの音響インピーダンスの良好な物質

（図示しない。）が充填されている。また、この物質には光透過性のよいものが選ばれている。

一方、上記各受信素子7…はそれぞれ個別的に信号線9…を介して外部の電気装置部10に接続されるようになつてゐる。なお、この信号線9…はプローブ本体1内に挿入配置することが望ましい。そして、上記電気装置部10には各受信素子7…で受けたそれぞれの検出信号を処理する信号処理装置部11と、上述した光源装置部6が設けられている。上記光源装置部6は単色光を出射する光源12と、この光源12からの単色光を数MHz程度のパルス光にするチヨツバ13からなり、上記パルス光を上述した導光系5に送り込むようになつてゐる。なお、上記光源12は発振光の波長を可変できる色素レーザやキセノンランプなどが用いられ、特にキセノンランプなどを用いる場合にはこれに分光器を組み込み、出射する光の波長を選択できるようにする。

また、信号処理装置部11は上記チヨツバ13

と同期をとつて動作するロツクインアンプなどの増幅器14と、信号処理回路15とからなり、受信素子7…から信号線9…を介して送られてくる検出信号のうち、増幅器14においてチヨツバ13と同期したのみを増幅して取り出し、さらに信号処理回路15において周波数の差の最大のものを選び出し、血流の流速を演算するようになつてゐる。そして、この結果は記録装置16において記録されるようになつてゐる。

なお、上記血流測定装置を生体腔内の被検部位17についての測定を行なう場合には、上記プローブ本体1および検出先端部2を生体腔内に導入できるように構成する。たとえば内視鏡の攝道チャンネルに挿入できるようにして、その内視鏡による観察および操作によつて生体腔内の被検部位17にその検出先端部2を誘導できるように構成する。

次に、上記血流測定装置の使用方法とその動作について説明をする。

まず、検出先端部2を被検者の被検部位17

に導びき、その先端面3を被検部位17に対向させるとともに、袋8をその被検部位17の表面に押し当てる。しかし、検出先端部2の光出射端4および受信素子7…は、その袋8内の物質、たとえば水を介して被検部位17に対向する、つまり、空気層などを介すことなく対向させることができる。

そこで、外部の電気装置部10を作動させる。すなわち、光源装置部6からは強力なパルス光が発振し、これは導光系5を通じて上記光出射端4に導びかれ、その出射端4から被検部位17に向けて出射し、その被検部位17に照射する。このようにしてパルス光を照射された被検部位17内の血流では、その波長における光吸収係数に応じ、光音響効果によつて圧力波あるいは音波を発する。そして、この圧力波あるいは音波は袋8およびその内部に入つた物質を介して各受信素子7…に受信される。なお、袋8およびその内部に入つた物質を介して伝達するため、インピーダンス結合の整合がよく、減

衰がきわめて少ない。

また、圧力波あるいは音波を発する血流部分をその源とすると、その源の進む側にある受信素子7…と、遠ざかる側にある受信素子7…とではドップラー効果により血液の速度に応じてその受ける圧力波あるいは音波の周波数が異なる。そして、これら各受信素子7…での検出信号は信号線9を介して外部の電気装置部10における増幅器14に入り、上記チヨツバ13と同期する信号成分のみを増幅して取り出す。このためS/N比を向上させることができる。また、信号処理回路15においては増幅器14を通して入つてくる信号の周波数の差のうち最大のものを選び出し、これをを利用して血液の流速を演算する。そして、この結果を記録装置16に入れるものである。

以上説明したように本発明は、被検部位にパルス光を照射してその被検部位の血流に光音響効果による圧力波あるいは音波を発生させるとともに、その血流中から発生する圧力波あるい

は音波を複数の受信素子で検出し、上記血流の速度に応じて起るドップラー効果を測定してその血流の速度を測定するものである。したがつて、本発明によれば生体組織を傷付けることなく、安全に血流の速度を測定できる。また、これに伴い被検者に苦痛を与えることない。さらに、測定のための前処置も特別必要でなく、簡単に測定することができる。しかも、光音響効果とドップラー効果を利用する測定方式であるため、放射線などを利用するものとは異なり、生体に害い影響を与えない。

4. 図面の簡単な説明

図面は本発明の一実施例を示すもので、第1図はその血流測定装置の概略的な構成を示す図、第2図は同じくそのシステムを概略的に示す図である。

1…プローブ本体、2…検出先端部、4…光出射端、5…導光系、6…光源装置部、7…受信素子、9…信号線、11…信号処理装置部、12…光源、13…チヨツバ、15…信号処理

回路、17…被検部位。

出願人代理人弁理士 鈴江 武彦

図 1 図

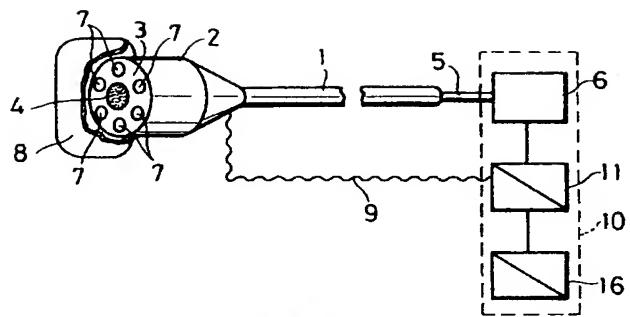


図 2 図

